

Міністерство освіти і науки України
Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

ЄФРОСІНІН ДМИТРО ВОЛОДИМИРОВИЧ



УДК 621.923.74

**ТЕХНОЛОГІЧНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ТОЧНОСТІ ТА ШОРСТКОСТІ
ПОВЕРХНІ ГОЛОВКИ ЕНДОПРОТЕЗА КУЛЬШОВОГО СУГЛОБУ З
ТИТАНУ**

Спеціальність 05.02.08 – Технологія машинобудування

АВТОРЕФЕРАТ
дисертації на здобуття наукового ступеня
кандидата технічних наук

Київ - 2020

Дисертацією є рукопис.

Роботу виконано в Інституті надтвердих матеріалів ім. В. М. Бакуля НАН України, м. Київ.

Науковий керівник: доктор технічних наук, старший науковий співробітник

Шейкін Сергій Євгенович

Інститут надтвердих матеріалів ім. В. М. Бакуля
НАН України, завідувач відділу «Формування
прецизійних складнопрофільних виробів»

Офіційні опоненти: доктор технічних наук, професор

Майборода Віктор Станіславович

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря
Сікорського», професор кафедри конструювання
машин

доктор технічних наук, професор

Гурей Ігор Володимирович

Інститут інженерної механіки та транспорту
Національного університету «Львівська політехніка»,
професор кафедри технології машинобудування

Захист відбудеться «27» жовтня 2020 року о 15⁰⁰ на засіданні спеціалізованої вченої ради Д 26.002.11 у Національному технічному університеті України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського» за адресою: 03056, м. Київ, проспект Перемоги, 37, корпус 1, ауд. № 214.

З дисертацією можна ознайомитись у науково-технічній бібліотеці Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського» за адресою: 03056, м. Київ, проспект Перемоги, 37.

Автореферат розісланий «19» вересня 2020 р.

Вчений секретар

спеціалізованої вченої ради Д 26.002.11

канд. техн. наук, доцент



Ганпанчурова О. С.

ЗАГАЛЬНА ХАРАКТЕРИСТИКА РОБОТИ

Актуальність теми Ендопротезування кульшового суглобу є найбільш розповсюдженою операцією кісткової хірургії. Сьогодні у вітчизняній медичній практиці використовуються, в основному, імпорتنі вироби, висока вартість яких робить операцію протезування недоступною для значної кількості потенційних споживачів з невеликими прибутками. Дослідження, спрямовані на вирішення цієї проблеми, є соціально значущими, а значить – актуальними.

Забезпечити доступну ціну ендопротеза можливо зменшивши складові його вартості – вартість матеріалу та вартість виготовлення.

Лабораторні та експериментальні дослідження показали, що з металів і сплавів з технічної і біологічної точок зору кращими для виготовлення елементів протезу є титанові сплави та сплав *CoCrMo*, які використовуються для цих цілей як в країнах колишнього СРСР, так і на Заході.

Найбільш біосумісний з організмом людини серед металів є чистий титан марок *Grade 1, 2 ASTM F67-13*.

Сьогодні в практиці ендопротезування найбільше розповсюдження отримала пара тертя *Polyethylene ultra-high molecular weight (PE-UHMW ISO 5834 – 2)* з металевою головкою. З нашої точки зору, враховуючи механічні характеристики *PE-UHMW*, в цій парі цілком може бути застосований титановий компонент з *Grade 2*. Проте відомо, що внаслідок підвищеної схильності до схоплювання практично з усіма матеріалами, використання титанових компонентів в парах тертя без модифікації робочої поверхні неможливо. Результатом модифікації має бути оптимальне сполучення триботехнічних характеристик та міцності.

Отримати вказане вище сполучення властивостей робочої поверхні головки можливо застосувавши термодифузійне азотування (ТДА). Головними перевагами ТДА перед іншими методами модифікації є 100% -ва відтворюваність результатів та наявність дифузійного перехідного шару між тонкою плівкою сполук *TiN* на поверхні та основою, що повністю виключає відшарування.

Ще одним дуже важливим фактором стійкості протезу є точність виготовлення головки протезу, тобто відхилення від круглості.

Існують залежності контактного тиску в зчленуванні від точності виготовлення деталей пари тертя. Погіршення точності призводить до збільшення контактного тиску в зчленуванні.

Виходячи з вимог стандарту *ISO 7206-2:2011*, допуск на виготовлення металевої головки ендопротеза становить від мінус 0,2 до 0 мм, допуск на виготовлення вертлюжного компонента з *PE-UHMW* – від + 0,1 до + 0,3 мм. Тобто, теоретично різниця діаметральних розмірів деталей пари тертя може бути 0,5 мм, що неминуче призведе до збільшення контактного тиску, тобто в період приробітку збільшиться кількість продуктів зносу *PE-UHMW*. Останнє загрожує гранулематозним запаленням.

Наведене вище підтверджує, що дослідження, спрямовані на розробку технології обробки поверхні головки ендопротеза з *Grade 2*, яка забезпечує відповідність виробу сучасним вимогам точності та шорсткості поверхні, є актуальними.

Зв'язок роботи з науковими програмами, планами і темами. Дисертаційна робота виконувалася відповідно до плану науково-дослідних робіт ІНМ НАН України ім. В. М. Бакуля у відділі № 20 «Формування прецизійних елементів

складнопрофільних виробів», а саме: НДР по проекту 8.16.2 Комплексна програма наукових досліджень НАН України «Проблеми ресурсу і безпеки експлуатації конструкцій, споруд та машин (РЕСУРС)» «Розробка процесів прецизійної обробки сферичних головок ендопротезів кульшового суглобу людини для підвищення їх ресурсу, виготовлення дослідно-промислових партій з використанням у клінічній практиці» (№ ДР 0110U004450), тема ІІІ-120-12 (2071) «Вивчення закономірностей процесу формування зносостійкого антифрикційного шару сферичних головок ендопротезів із титану» (№ ДР 0112U000588), НДР по проекту Цільова програма наукових досліджень НАН України «Матеріали для медицини і медичної техніки та технології їх отримання і використання» «Створення технології фінішної обробки фасонних поверхонь титанових компонентів пар тертя штучних суглобів» (№ ДР 0117U006547).

Мета і задачі дослідження. Мета роботи полягала у технологічному забезпеченні точності та шорсткості поверхні головки ендопротеза кульшового суглобу з технічно чистого титану алмазно-абразивною обробкою.

У відповідності з цим в роботі вирішувались наступні задачі:

- проведення аналізу особливостей алмазно-абразивної обробки та подальшого азотування титану з метою визначення можливостей для отримання точності та шорсткості на поверхні головки ендопротеза кульшового суглобу з *Grade 2*, які відповідатимуть міжнародному стандарту *ISO 7206-2:2011*;
- дослідження ефективності модифікування робочої поверхні головки методом ТДА, визначення триботехнічних характеристик пари «азотований *GRADE 2 / PE-UHMMW*» шляхом проведення порівняльних триботехнічних випробувань;
- вибір технологічної схеми прецизійної обробки сферичної поверхні титанового компоненту та розробка інструменту, вивчення технологічних можливостей розробленого інструменту;
- розробка технологічних засобів та вивчення можливостей алмазного полірування для забезпечення шорсткості на сферичній поверхні головки з *Grade 2* $Ra < 0,05$ згідно міжнародного стандарту *ISO 7206-2:2011*;
- дослідження експлуатаційних характеристик шарнірного зчленування ендопротезу на стенді-імітаторі;
- здійснення промислової перевірки отриманих результатів.

Об'єктом досліджень є технологія алмазно-абразивної обробки зовнішніх сферичних поверхонь виробів з титану.

Предметом досліджень є технологічне забезпечення точності та шорсткості поверхні головки ендопротеза кульшового суглобу з технічно чистого титану алмазно-абразивною обробкою.

Методи досліджень. В роботі використовувалися теоретичні та практичні методи дослідження процесу алмазно-абразивного притирання на базі основних положень теорії різання матеріалів. Оцінка параметрів шорсткості обробленої поверхні проводилася методом безконтактного інтерференціювання. Дослідження структури і хімічного складу поверхневих шарів, оброблених виробів, здійснювали металографічним методом і методом електронної мікроскопії. При оцінці трибологічних властивостей і зносостійкості пар тертя використовували методи тензометрії та профілографування.

Наукова новизна одержаних результатів:

1. Вперше встановлено, що модифікація робочої поверхні титанового компоненту пари тертя «азотований *Grade 2 / PE-UHMW*» термодифузійним насиченням азотом дозволяє отримати триботехнічні характеристики на рівні пари «*ZrO₂ / PE-UHMW*», тобто, значно кращі ніж пар «*Co-Cr-Mo / PE-UHMW*» та «нержавіюча сталь / *PE-UHMW*».

2. Запропоновано концепцію технологічного забезпечення точності та шорсткості сферичної поверхні головки з титану, засновану на послідовному застосуванні двох видів алмазно-абразивної обробки: вільного притирання інструментами на основі абразивного композиту з адаптивними властивостями та подальшого полірування абразивною пастою, що має механо-хімічний вплив на оброблювану поверхню, до шорсткості $Ra < 0,05$ та $Rt < 0,1$ з відхиленням від сферичності не більше як 10 мкм згідно *ISO 7206-2:2011*.

3. Вперше при створенні адаптивної зв'язки інструменту на основі композиції модифікованої епоксидної смоли, карбонату кальцію та синтетичних алмазів, методом спектроскопії комбінаційного розсіювання при навантаженні на зв'язку зафіксоване значне підвищення адсорбційної взаємодії частинок карбонату кальцію з полімером в оточенні навантажених алмазних зерен, що проявляється у зростанні інтенсивності відповідних ліній спектру комбінаційного розсіювання та підтверджує адаптивність зв'язки.

4. Вперше встановлено, що при застосуванні алмазних притирів із адаптивною зв'язкою, яка не схоплюється з титаном, зміна сили притискання притиру до виробу з титану при обробці в межах 50 – 200 Н не впливає на шорсткість сферичної поверхні, а змінює лише продуктивність обробки.

5. Вперше експериментально встановлено, що додавання в основу алмазної полірувальної пасти діамантів з саліциловим альдегідом дозволяє отримувати шорсткість поверхні заготовки з *Grade 2* до $Ra 0,05$ та менше. Для якісної обробки необхідно застосовувати мусліновий круг діаметром 150 мм при лінійній швидкості обертання 3,75 м/с на периферії.

Практичне значення отриманих результатів:

– створений інструмент, маючи адаптивну жорсткість, забезпечує точність сферичної поверхні титану 0,002 мм, шорсткість поверхні $Ra 0,25$;

– визначено граничні режими використання розроблених притирів для прецизійної обробки сферичної поверхні титану, склад композиції інструменту захищений патентами України: на корисну модель № 75753 від 10.12.2012 та на винахід № 102647 від 25.07.2013;

– розроблена полірувальна паста забезпечила отримання шорсткості сферичної поверхні титану марки *Grade 2* $Ra < 0,04$ згідно стандарту *ISO 7206-2:2011* при застосуванні муслінового круга ($\varnothing 150$ мм) зі швидкістю обертання на периферії 3,75 м / с;

– результати досліджень використано при виготовленні дослідно-промислової партії головок ендопротеза кульшового суглобу з титану марки *Grade 2* на виробництві ТОВ «УкрБудАвтоматика».

Особистий внесок здобувача. Основні результати досліджень, які виносяться на захист, отримані автором самостійно. Постановка задач досліджень, розробка методо-

логії та підходів до їх вирішення виконувалися спільно з науковим керівником.

Особистий внесок автора в одержанні наукових і практичних результатів, представлених в роботі, полягає в:

- проведенні порівняльних триботехнічних властивостей медичних пар тертя, експериментальних досліджень стійкості розробленого інструменту, а також продуктивності процесу обробки;
- встановленні експериментальним шляхом закономірностей прецизійної та фінішної обробки сферичної поверхні титанової заготовки;
- створенні теоретично-експериментальним шляхом моделі контактної взаємодії адаптивного абразивного інструментального композиту на основі модифікованої епоксидної смоли та карбонату кальцію з оброблюваним матеріалом;
- розробці технології виготовлення титанової головки ендопротеза кульшового суглобу.

В роботі наведені посилання на авторів і відповідні джерела при використанні відомих теоретичних положень і експериментальних даних.

Апробація результатів дисертації. Основні положення і результати дисертаційної роботи доповідалися на молодіжних міжнародних і всеукраїнських науково-технічних конференціях, семінарах, зокрема: «Надтверді, композиційні матеріали та покриття: отримання, властивості, застосування» (м. Київ, 2008 р., 2010 – 2012 р., 2014 р., 2016 р.); «Механіка та інформатика» (м. Хмельницький, 2011 р.); «10th Congress of the European Hip Society» (Milan, 2012 у.); «Проблеми корозійно-механічного руйнування, інженерія поверхні, діагностичні системи» (м. Львів, 2015 р.).

Публікації. Основні положення дисертації опубліковані у 18 наукових роботах, у тому числі 1 монографія, 9 статей у фахових виданнях (з них 1 стаття у виданнях України, що входить до наукометричних баз даних, 1 стаття у виданні іноземних держав), 1 патент на винахід, 1 патент на корисну модель, 6 тез доповідей в збірниках матеріалів науково-технічних конференцій.

Структура і обсяг роботи. Дисертація складається з анотації, вступу, шести розділів, висновків, переліку використаних джерел та додатків. Дисертація викладена на 119 друкованих сторінках основного тексту, включаючи 98 рисунків і 19 таблиць, а також містить 7 додатків, перелік використаних джерел зі 129 найменувань. Загальний обсяг роботи становить 183 сторінки.

ОСНОВНИЙ ЗМІСТ РОБОТИ

У **вступі** обґрунтовано актуальність роботи, сформульовані мета і задачі досліджень, показана наукова новизна і практична цінність досліджень, наведено відомості про апробацію результатів, публікації та структуру роботи.

У **першому розділі** дисертації викладено аналіз літературних джерел у напрямку досліджень. Проаналізовано можливості використання титану для виготовлення головок ендопротеза кульшового суглобу. Розглянуто літературні джерела, в яких описано способи і інструмент, які використовуються в фінішній обробці титанових сплавів, стану поверхні після обробки.

До прецизійних сферичних поверхонь головки ендопротеза кульшового суглобу пред'являються високі вимоги точності та шорсткості поверхні. Так, для металеві

головки, згідно стандарту *ISO 7206-2-2011* висуваються наступні вимоги: параметри шорсткості сферичної поверхні $R_{amax} \leq 0,05$ мкм, $R_{tmax} \leq 1$ мкм при використанні значення базової довжини 0,08 мм, відхилення від сферичності не більше 10 мкм.

Як відомо, для формоутворення сферичних поверхонь прецизійних виробів, в тому числі з важкооброблюваних матеріалів, використовуються два принципово різних методи абразивної обробки, засновані як на силовому, так і на геометричному замиканні пари «інструмент - деталь»: прецизійне шліфування трубчастим інструментом по, так званому, методу «жорстких вісей» (рис. 1, а), або шліфування поверхні за методом «вільного притирання».

В Інституті надтвердих матеріалів ім. В. М. Бакуля НАН України групою вчених розроблена технологія алмазного доведення головок ендопротезів кульшового суглобу з сапфіру і кераміки за схемою «вільного притирання» (рис. 1, б). Технологія дозволила отримати відхилення від форми сферичної поверхні на рівні 0,5 – 1 мкм і шорсткість поверхні $R_a < 0,03$. Технологія реалізується на універсальному обладнанні. Виготовлені за даною технологією деталі відповідають стандарту *ISO 7206-2:2011*, але не забезпечують показників якості у відповідності до світових виробників (France Ball (Франція), Kyocera (Японія) - сферичність 0,1 мкм, шорсткість поверхні $R_a \leq 0,01$). До недоліків технології відносяться нерівномірність зняття припуску по профілю деталі і нерівномірність показників шорсткості поверхні і некруглості в різних перетинах.

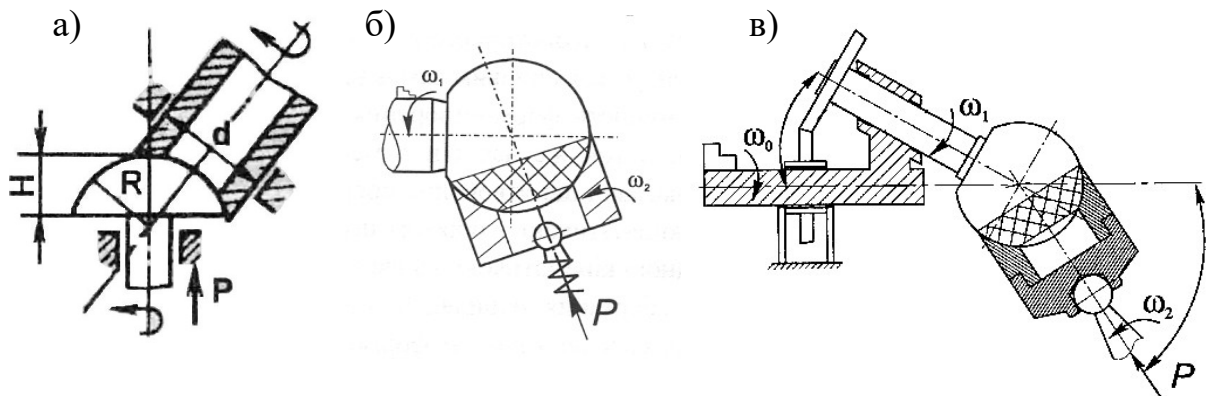


Рис. 1. Технологічні схеми прецизійної обробки сферичної поверхні деталі: а) «жорстких вісей»; б) «вільного притирання» з обертанням деталі навколо однієї вісі; в) «вільного притирання» з обертанням деталі навколо двох осей

Удосконалена технологія алмазного доведення головок ендопротезів кульшового суглобу з сапфіру та кераміки за схемою «вільного притирання» Пузирьова О. Л. (рис. 1, в) дозволила отримати шорсткість поверхні $R_a = 0,013 - 0,02$ і некруглість в межах 0,4 – 0,7 мкм.

Головною перешкодою використання описаних вище схем в обробці неповної сфери з титану є відсутність інструменту, який би забезпечував стабільне зняття припуску без задирутворення.

В світовій практиці для отримання необхідних значень шорсткості поверхні використовують електрохімічне полірування. Це зазначено в роботах таких дослідників як: Tetsuya Uda, K. Ishizawa (Японія), Magdalena Jarosz (Польща),

Edward Thompson Robert (США), Huang Pei (Китай).

Однак, необхідно відзначити, що для електрохімічного полірування потрібні спеціалізоване обладнання та великі витрати енергії.

Таким чином, питання дослідження механічної фінішної обробки поверхні неповної сфери з титанових сплавів сьогодні не вирішено. Вирішення даного питання може значно поліпшити і здешевити виготовлення пари тертя в ендопортезах кульшового суглобу.

У другому розділі представлено методики, які використовувались в експериментальних дослідженнях, характеристики оброблюваних та інструментальних матеріалів. Описано метод випробування пар тертя за схемою «площина-кілеце» та метод виміру шорсткості на сферичній поверхні деталі.

Основні дослідження виконувались на токарному верстаті *CJ6250YB/1500*.

Дослідження пар тертя виконувались на машині торцевого тертя, що встановлюється на вертикально-свердлувальному верстаті. Для визначення коефіцієнту тертя машина обладнана тензометричними датчиками. Навантаження на зразки тертя таровано. Згідно стандарту *ASTM F732-82* тиск та швидкість обертання кільця виставлялися наступними: $P = 3,54$ МПа, $V = 0,057$ м/с. В якості робочої

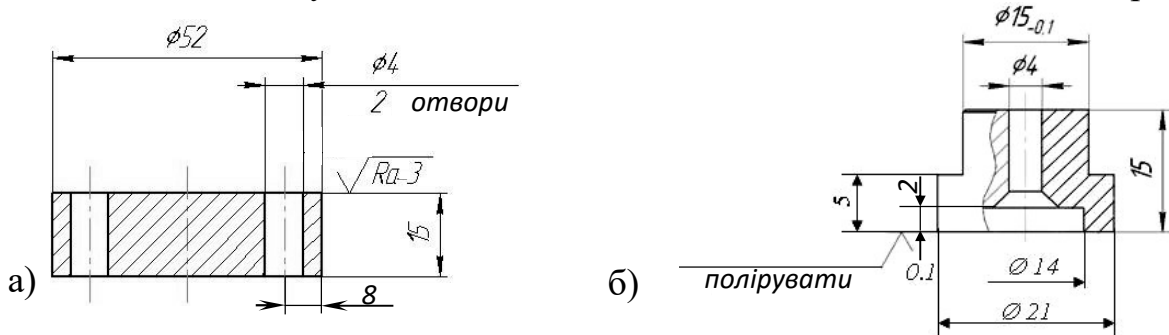


Рис. 2. Ескізи зразків для випробувань на машині торцевого тертя: а) контртіло з хірулену; б) зразок, що обертається

рідини використовувались плазма крові та 10 % водяний розчин хондроїтин сульфату.

Для машини торцевого тертя шляхом механічної обробки виготовляли плоский зразок з *PE-UHMW* (рис. 2, а) та зразок кільця (рис. 2, б).

Після виготовлення титановий зразок піддавали термодифузійному азотуванню. Мікротвердість поверхні тертя перевірялась на мікротвердомірі ПМТ-3.

Знос титанових зразків, що обертаються, контролювався електронним мікрометром IP-54. Глибина канавки зносу на поверхні контртіла з *PE-UHMW* вимірювалася профілографуванням на контактному профілограф-профілометрі *RT10*. Вимірювання зносу деталей пари тертя оцінювалося після проходження кожних 4-х кілометрів за сумарним шляхом тертя – 60 км. При цьому враховувалися тільки характеристики, отримані після закінчення періоду приробки (200 – 400 м).

Дослідження шорсткості сферичної поверхні деталі проводилося за допомогою приладу «*MicronAlpha*». Прилад розроблений в Національному авіаційному університеті (м. Київ) на базі інтерферометру МІІІ-4.

Перевагою приладу над контактним профілометром є те, що він не залишає подряпин на поверхні титану, та більш точний, оскільки наконечник щупу в

контактному профілометрі має свій радіус заокруглення, що не дає можливості точно відтворювати профіль.

Нова електронно-механічна система управління, цифрова відеосистема і програмне забезпечення дозволяють будувати дво- і тривимірне зображення поверхні, отримувати кількісні характеристики рельєфу поверхні, спостерігати інтерференційні картини, проводити металографічні дослідження.

Технічні характеристики приладу «*MicronAlfa*»:

поле сканування (X, Y), мкм 50 - 350;

роздільна здатність по горизонталі (X, Y), мкм 0.15;

роздільна здатність по вертикалі (Z), нм 5;

вимір по вертикалі (Z), мкм до 50;

реєстрація, хв. 0.1 - 3.

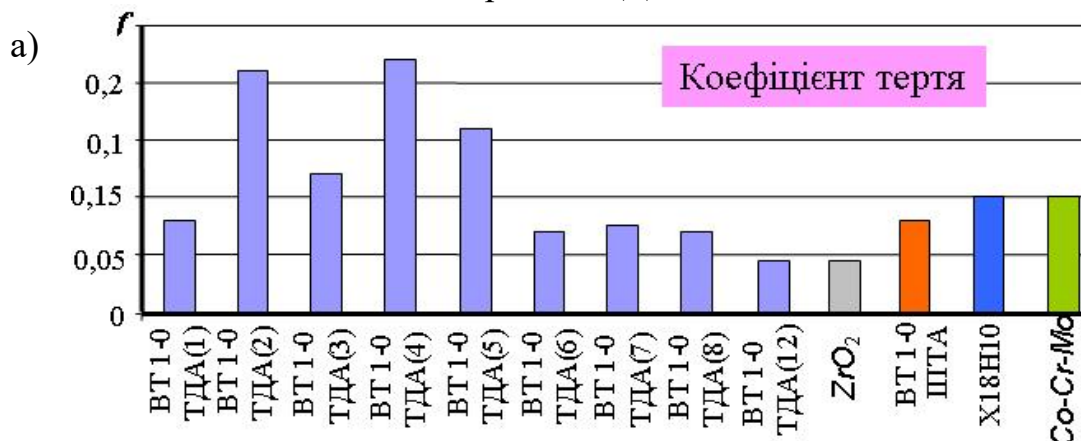
У третьому розділі представлені результати досліджень визначення триботехнічних властивостей пари тертя «азотований *grade 2* / *PE-UHMW*».

Дослідженням, спрямованим на розробку ефективної технології обробки сферичної головки ендопротеза мають передувати триботехнічні випробування пари тертя «азотований *grade 2* / *PE-UHMW*», метою яких є показати, що за антифрикційними характеристиками ця пара здатна конкурувати з загальновідомими, що застосовуються в практиці ендопротезування.

Випробування проводились на машині торцевого тертя з використанням схеми «*PIN-ON-FLAT*».

Для будь-яких триботехнічних випробувань надзвичайно важливим є робоче середовище. Відповідно до *ASTM F732-82*, при випробуваннях за схемою «*PIN-ON-FLAT*» в якості робочої рідини необхідно застосовувати сироватку бичачої крові. В нашому випадку бичачу сироватку крові було замінено на препарат «артифлекс-хондро», оскільки доведено, що препарат має близькі властивості до синовіальної рідини при роботі в парах тертя.

В дослідженнях було випробувано 12 зразків титану *Grade 2* після ТДА за різних режимів. Контртіло було виготовлено з *PE-UHMW*. Результати випробувань наведено на рис. 3. Показано ряд режимів ТДА, які забезпечують кращі антифрикційні властивості пари «азотований *Grade 2* / *PE-UHMW*» в порівнянні з парами, що традиційно використовуються в ендопротезуванні. Режимы 9 – 11 не надали необхідних властивостей на титані. Найменше значення коефіцієнту тертя (0,04) та питомої інтенсивності зносу хірулену (0,2 мм³/км) на рівні пари «*ZrO₂* / *PE-UHMW*» забезпечив дванадцятий режим ТДА.



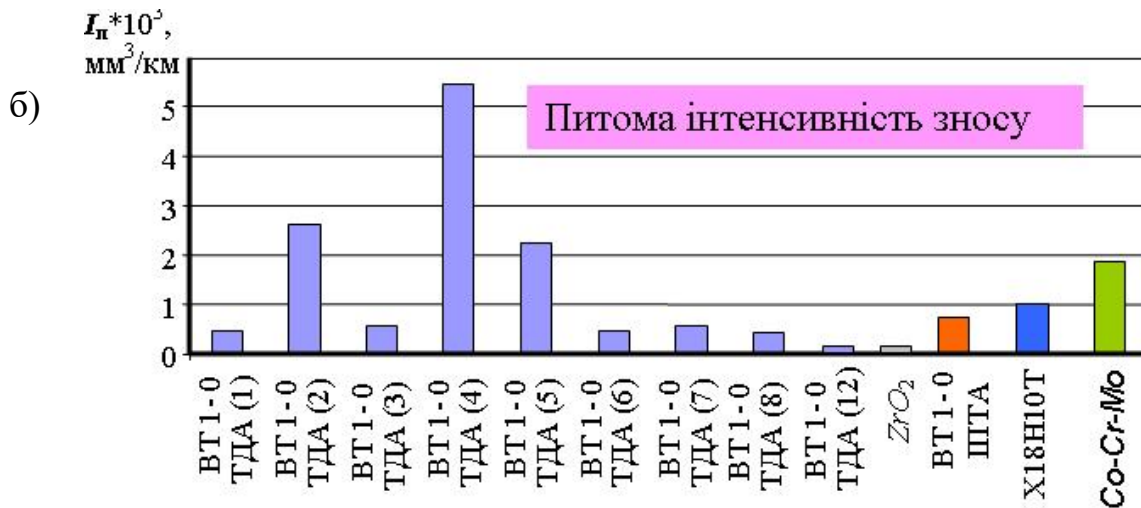


Рис. 3. Результати випробувань на машині торцевого тертя: а) коефіцієнт тертя; б) інтенсивність зносу

При цьому отримано наступні кількісні характеристики поверхневого зміцненого шару:

- Товщина нітридного шару до 3 мкм;
- Товщина перехідного дифузійного шару 80 мкм;
- Поверхнева мікротвердість 17 ГПа;
- Шорсткість поверхні Ra 0,21.

У четвертому розділі описано вибір технологічної схеми прецизійної обробки сферичної поверхні, яка забезпечує точність (відхилення від сферичності) менше 10 мкм згідно стандарту *ISO 7206-2:2011*, а також виконано розробку моделі композиції адаптивного інструменту для прецизійної обробки сферичної поверхні титанової головки ендопротеза кульшового суглобу та наведено результати вивчення показників якості і працездатності розробленого інструменту.

Як описано в першому розділі, для отримання відхилення від сферичності менше 10 мкм на оптичних або керамічних деталях типу «неповна сфера», зазвичай, використовують два варіанти технологічних схем обробки: схема за методом «жорстких вісей» та схема за методом «вільного притирання».

В першому випадку має місце висока продуктивність обробки, проте точність формоутворення залежить від точності руху виконавчих ланок верстата. Знос інструменту також значно впливає на точність формоутворення поверхні.

В другому випадку шарнірне кріплення притиру забезпечує вільне самовстановлення його увігнутої робочої поверхні на оброблюваній поверхні виробу. Через кутове розташування осей обертання не потрібно примусового обертання притиру. Знос притиру не значно впливає на точність формоутворення.

Технологічну схему доведення між двома дисками в даному випадку використати неможливо, оскільки вона призначена для обробки повносферичних деталей.

Технологічна схема «вільного притирання» успішно використовувалась в ІНМ ім. В. М. Бакуля НАН України при обробці куль з кераміки. Але для обробки титану її можна використовувати лише за умови застосування інструменту, який забезпечує стабільне зняття припуску без захоплення.

При обробці титану добре проявили себе шліфувальні круги, що мають переривчасту поверхню з пружними елементами. Але експериментально встановлено, що існуючі пружні зв'язки в інструменті при обробці титану не забезпечують необхідну точність сферичної поверхні оброблюваної деталі. Виходячи з цього досвіду було розроблено інструмент, який має адаптивні властивості. А саме, зв'язка інструменту дозволяє за рахунок пружної піддатливості, зернам, що виступають над поверхнею зв'язки більше інших, під навантаженням занурюватись всередину, утворюючи масив зерен, виступаючих на одну висоту (рис. 4). Це дозволяє уникнути макроруйнувань виступаючих зерен і, як наслідок, підвищити стійкість інструменту, а також створити екран між оброблюваною поверхнею і зв'язкою інструменту, тобто зменшити вірогідність захоплення.

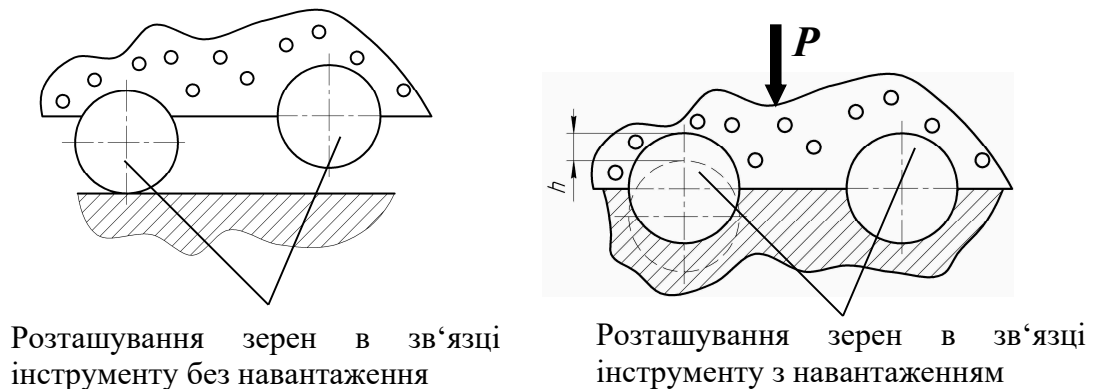


Рис. 4. Модель адаптації зв'язки під час навантаження на інструмент (притир)

Для проектування інструменту, що оброблює сферичну поверхню деталей з титану необхідно було визначити границі зміни жорсткості зв'язки K при взаємодії з цим матеріалом.

Жорсткість зв'язки за аналогією розрахунку жорсткості пружини можна розрахувати за формулою: $K = P / \Delta h$, де P – зусилля, що приводить до пружного переміщення зерна, Н; Δh – пружне переміщення зерна, мм.

Провівши гранулометричний аналіз алмазних зерен на приладі *DialInspect*, *OSM* фірми *VOLLSTADT DIMANT, GmbH* отримано граничні розміри зерен та їх кількісні величини у відсотковому еквіваленті. Маючи ці значення для створення моделі зв'язки, теоретично вважаємо значення Δh відомими.

Величину необхідного P розраховували за допомогою програмного комплексу *Deform 2D*. Для розрахунку задавалися: матеріал індентування – титан, розмір зерна, яке вдавлюється та коефіцієнт тертя. Результати розрахунку вказані на рис. 5.

Маючи значення зусилля притискання P та величину переміщення зерна Δh , було розраховано теоретично необхідні значення жорсткості зв'язки для інструменту в наступному діапазоні зернистості $Z = 200/160 - 20/14$. Таким чином визначено, що необхідно створити зв'язку, яка буде в процесі обробки титану змінювати свою жорсткість в граничних умовах $K = 51 - 1113$ Н/мм та інструмент, на основі цієї зв'язки (притир), що буде рівномірно оброблювати сферичну поверхню титану без задирутворень на деталі.

Після розрахунку було спечено вісім циліндричних зразків зв'язки (діаметр 20 мм, висота 60 мм), жорсткість яких могла б теоретично відповідати значенням

розрахункової. Перевірка жорсткості зразків зв'язки проводилась шляхом здавлювання циліндрів на руйнівній машині *Instron 8802* (рис. 6) в Інституті проблем міцності ім. Г. С. Писаренка НАН України (м. Київ).

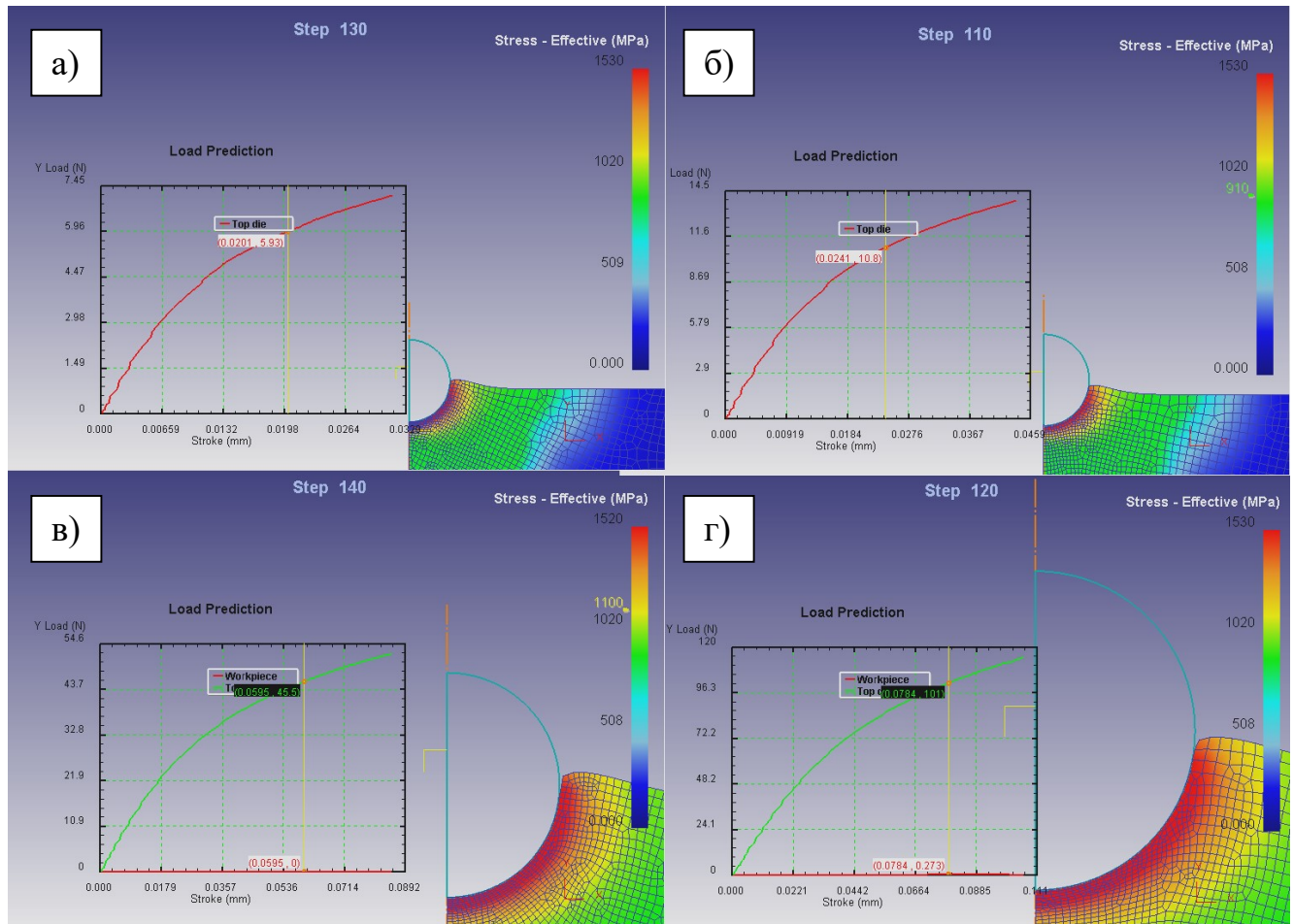


Рис. 5. Величина деформації титану, що розрахована в програмному комплексі *Deform 2D* в залежності від навантаження та розміру зерна: а) $d=0,05$ мм; б) $d=0,07$ мм; в) $d=0,13$ мм; г) $d=0,21$ мм

Після руйнування зразків було вибрано два найбільш близьких до розрахункового значення жорсткості K (рис. 7).



Рис. 6. Зразок, що встановлений на руйнівну машину *Instron 8802*

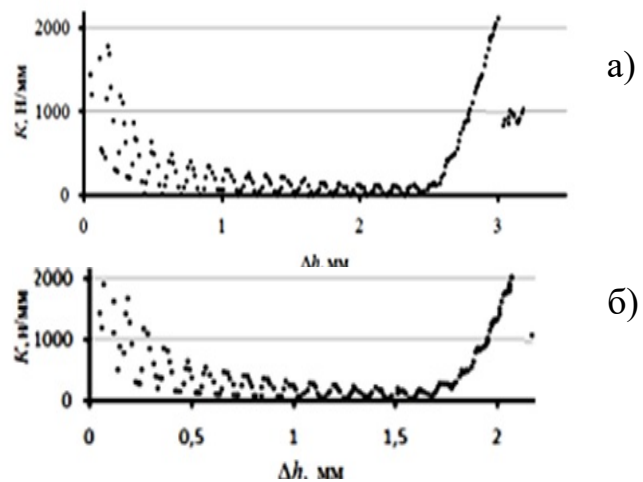


Рис. 7. Залежності жорсткості зв'язки від величини її деформації: а) $K_{max}=2208$ Н/мм; б) $K_{max}=2063$ Н/мм

В подальшому адаптивність зв'язки та її схильність до схоплювання з титаном перевірялись в умовах близьких до обробки.

При випробуванні зв'язок на схоплювання використовували циліндричний титановий зразок діаметром 36 мм, що встановлювали в патрон токарного верстату та зразки зв'язок прямокутного перерізу 10x10 мм. Титановий зразок обертався з $n = 100$ об/хв, а зразок зі зв'язки встановлювали в таровану пружну державку та притискали з зусиллям $P = 50$ Н, що утворює максимальний розрахований контактний тиск між інструментом і деталлю при обробці ($q = 0,5$ МПа).

Контактний тиск в зоні взаємодії притиру з оброблюваною поверхнею визначали за наступною методикою.

Вважаємо, що тиск q по діаметру d змінюється пропорційно проекції площадки dF сферичної поверхні на діаметральну площину (рис. 8).

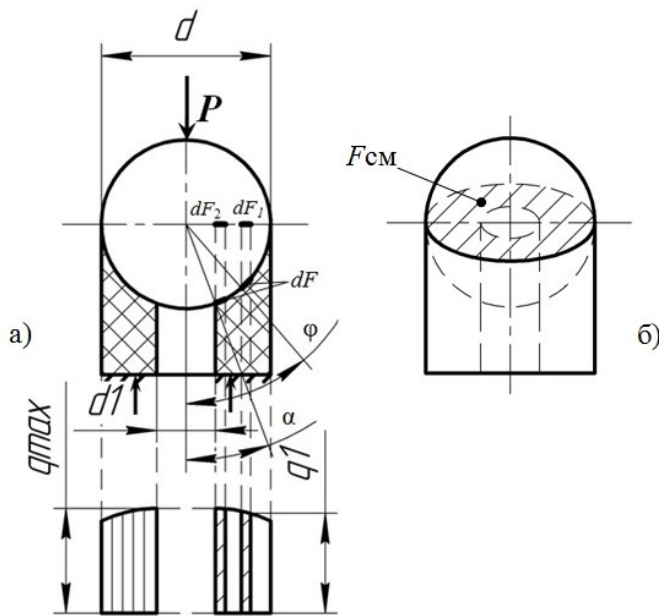


Рис. 8. Схема розрахунку контактного тиску: а) епюра контактних тисків, б) площа проекції поверхні контакту на діаметральну площину

$$\frac{q_{\max}}{q_1} = \frac{dF_2}{dF_1}, \quad (1)$$

де q_1 – контактний тиск в довільній точці, МПа; q_{\max} – максимальний контактний тиск, МПа; dF_1 – площа проекції поверхні контакту елементарної площадки на діаметральну площину у довільній точці, мм²; dF_2 – площа проекції поверхні контакту елементарної площадки на діаметральну площину в точці максимального контактного тиску, мм².

$$q_{\max} dF_1 = q_1 dF_2 \quad (2)$$

$$\int_F q_{\max} \cos(\varphi) dF = \int_F q_1 \cos(\alpha) dF, \quad (3)$$

де φ – кут між віссю інструменту і вільною точкою контактного тиску, градуси; α – кут між віссю інструменту і точкою максимального контактного тиску, градуси; dF – елементарна площадка.

де $F_{\text{см}}$ – площа проекції поверхні контакту на діаметральну площину, мм².

$$q_{\max} \int_F \cos(\varphi) dF = \cos(\alpha) \int_F q_1 dF \quad (4)$$

$$F_{\text{см}} = \int_F \cos(\varphi) dF, \quad (5)$$

де $F_{\text{см}}$ – площа проекції поверхні контакту на діаметральну площину, мм².

$$P = \int_F q_1 dF, \quad (6)$$

де P – сила притиска інструменту, Н.

Таким чином,

$$q_{\max} = \frac{P}{F_{\text{см}}} \cos(\alpha) \quad (7)$$

Отримаємо:

$$q_1 = q_{\max} \frac{\cos(\varphi)}{\cos(\alpha)} \frac{P}{F_{cm}} \cos(\varphi) \quad (8)$$

F_{cm} також рахується за формулою:

$$F_{cm} = \frac{\pi}{4} (d^2 - d_1^2), \quad (9)$$

де d – максимальний діаметр інструменту, мм; d_1 – мінімальний діаметр інструменту, мм.

Косинус альфа знаходимо за формулою:

$$\cos(\alpha) = \frac{\sqrt{d^2 - d_1^2}}{d} \quad (10)$$

Підставляємо (9) і (10) в (7):

$$q_{\max} = \frac{4P\sqrt{d^2 - d_1^2}}{\pi(d^2 - d_1^2)d} \quad (11)$$

Підставляємо (10) та (11) в (8) і, таким чином отримаємо формулу контактного тиску в довільній точці:

$$q_1 = \frac{4P\cos(\varphi)}{\pi(d^2 - d_1^2)} \quad (12)$$

Таким чином отримано, що максимальний контактний тиск між інструментом і деталлю при зусиллі $P = 250$ Н складає $q_{\max} = 0,53$ Н.

Експеримент на схоплювання визначив, що зв'язка з меншою жорсткістю з титаном схоплюється (рис. 9) і не може бути використана для виготовлення інструменту.

Адаптивність другої зв'язки було вивчено методом спектроскопії комбінаційного розсіювання з використанням Раман-спектрометру *Smart-Raman DXR* з Фур'є перетворенням. Схема експерименту вказана на рис. 10. Зразок 2 для порівняння мав два варіанти складу: полімерна зв'язка, що використовується для шліфування титану; розроблена полімерна зв'язка. Зразки композиту містили порошок алмазу АС20 з зернистістю 125/100 з об'ємним вмістом композиту 25%.

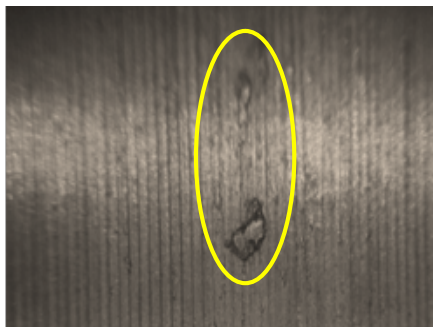


Рис. 9. Фрагмент схоплювання зв'язки з титаном

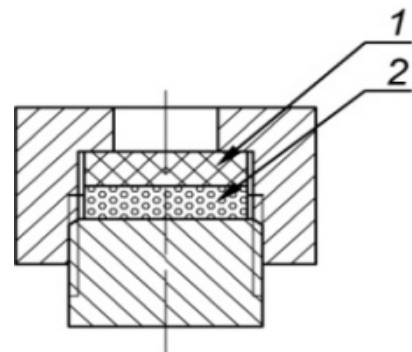


Рис. 10. Схема експерименту для перевірки зв'язки на адаптивність: 1 – «таблетка» з кварцового скла; 2 – зразок інструменту

Спектри знімалися на поверхні «таблетки» з кварцового скла (зразок 1, рис. 10),

що імітувала матеріал для обробки.

Для зразку з першим варіантом зв'язки не виявлено змін стану частинок наповнювача при різному навантаженні на зразок (рис. 11, а). В другому варіанті зв'язки при навантаженні зафіксовано значне підвищення взаємодії частинок карбонату кальцію з полімером в оточенні навантажених алмазних зерен, що проявляється в зростанні інтенсивності відповідних ліній спектру комбінаційного розсіювання (рис. 11, б). При цьому характер локально зафіксованих спектрів становиться ідентичним для околиці всіх зерен. Це підтверджує гіпотезу адаптивної поведінки зв'язки, при якій збільшується кількість зерен з однаковим ступенем заглиблення в оброблюваний матеріал.

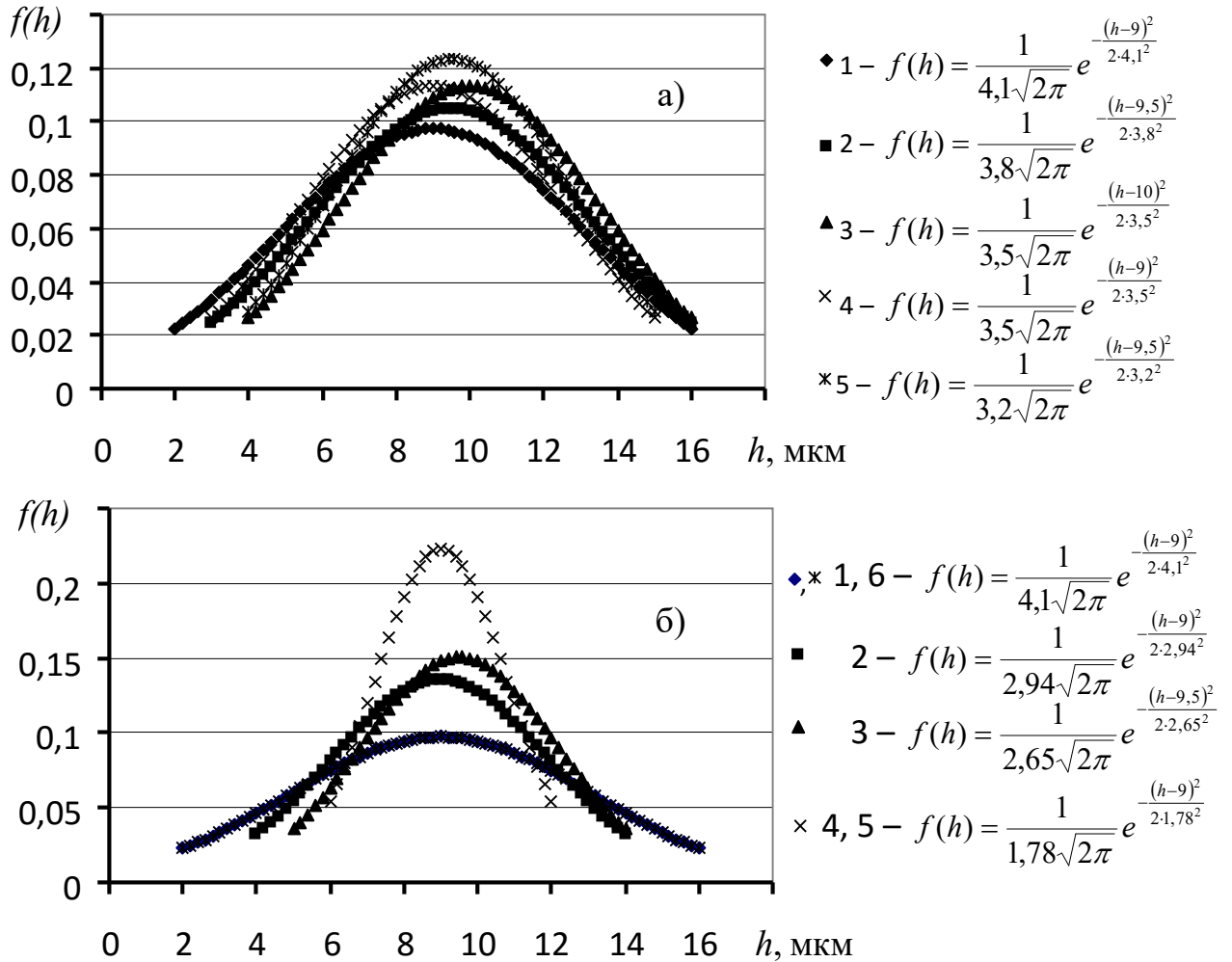


Рис. 11. Криві розподілу зерен алмазу по висоті виступу над зв'язкою при різних навантаженнях – а) полімерна зв'язка без адаптивних властивостей, б) розроблена зв'язка: 1 – без навантаження; 2 – 0,2 МПа; 3 – 0,4 МПа; 4 – 0,5 МПа, 0,4 МПа; 5 – розвантаження, 0,5 МПа; 6 – розвантаження

Визначення технологічних режимів роботи нового інструменту за схемою вільного притирання проводилось згідно трьохфакторного плану експериментів. Фактори варіювання: зусилля притискання ($P = 30 - 300$ Н), частота обертання заготовки ($n = 630 - 1600$ об/хв), зернистість інструменту ($Z = 200/160 - 20/14$).

В якості вихідного фактора розглядалась шорсткість поверхні Ra без утворення задирів. Необхідна мінімальна кількість експериментів за планом складала 3^3 .

За планом експерименту встановлено, що шорсткість на сферичній поверхні

титану при обробці новим розробленим інструментами в перевіреному діапазоні режимів обробки залежить тільки від зернистості інструменту.

За проведеними експериментами отримано функцію відгуку $Ra(Z) = 0,0113Z + 0,0257$ з величиною вірогідності апроксимації 0,98. Правильність обраних режимів перевірена на інших розмірах зерен абразиву в інструменті (рис. 12).

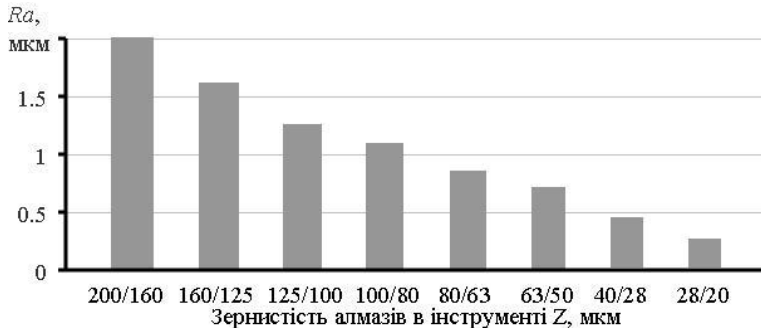


Рис. 12. Залежність шорсткості сферичної поверхні деталі від зернистості синтетичних алмазів в інструменті

Експериментально встановлено граничні значення технологічних режимів: зусилля притискання ($P = 50 - 200$ Н), частота обертання заготовки ($n = 1000$ об/хв) та зернистість інструменту ($Z = 200/160 - 28/20$) і, таким чином, отримується лінійне зменшення шорсткості поверхні $Ra = 2,0 - 0,25$. При виході за межі зазначених діапазонів обробка ставала неможливою внаслідок

руйнування інструменту (рис. 13) або втрати ним різальної здатності (рис. 14).



Рис. 13. Зруйнований інструмент

Додатково виконаними експериментами визначено, що найбільш продуктивним є використання притирів з зернистостями 200/160, 63/50, 28/20, що дає можливість отримати шорсткість поверхні Ra 0,25 з відхиленням від круглості до 10 мкм. Точність вимірювалась на ВАТ «Гідросила» (м. Кропивницький) за допомогою приладу фірми *Mahr* (Німеччина) з відповідно необхідним програмним забезпеченням.

На рис. 15 наведено 2- та 3D топографії поверхні, що отримані на приладі *MicronAlpha*.

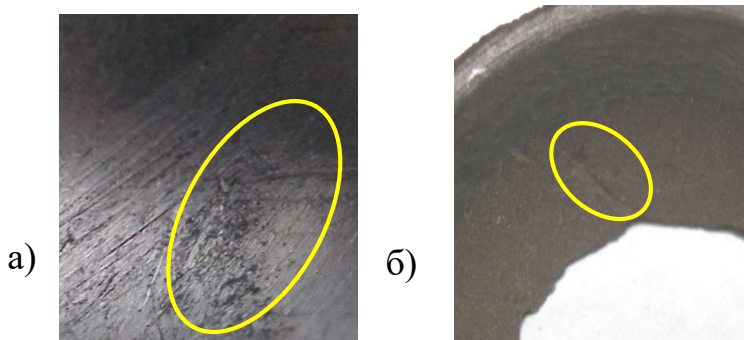


Рис. 14. Дефекти, що утворилися при обробці: а) задири на деталі; б) вириви на інструменті

Показники працездатності інструменту в залежності від його зернистості наведено в табл. 1.

Одним з факторів, що характеризують ефективність створеного інструменту є відсутність такого вкрай небезпечного явища, як шаржування алмазами. Наслідком шаржування може бути низький ресурс шарнірного зчленування та

грануломатозне запалення внаслідок великої кількості продуктів зносу хірулену.

Перевірка шаржування, яка була проведена на растровому електронному мікроскопі *Zeiss EVO 50* в ІНМ ім. В. М. Бакуля НАН України підтвердила відсутність шаржування.

Таким чином, створений інструмент для фінішної прецизійної обробки на основі

композиту модифікованих епоксидних смол і синтетичних алмазів, маючи здатність до адаптивного самопідлаштування до умов контактної взаємодії, може бути використано для обробки сферичної поверхні титану марки *Grade 2* до шорсткості Ra 0,25 з точністю 0,002 мм, яка відповідає міжнародному стандарту *ISO 7206-2:2011*.

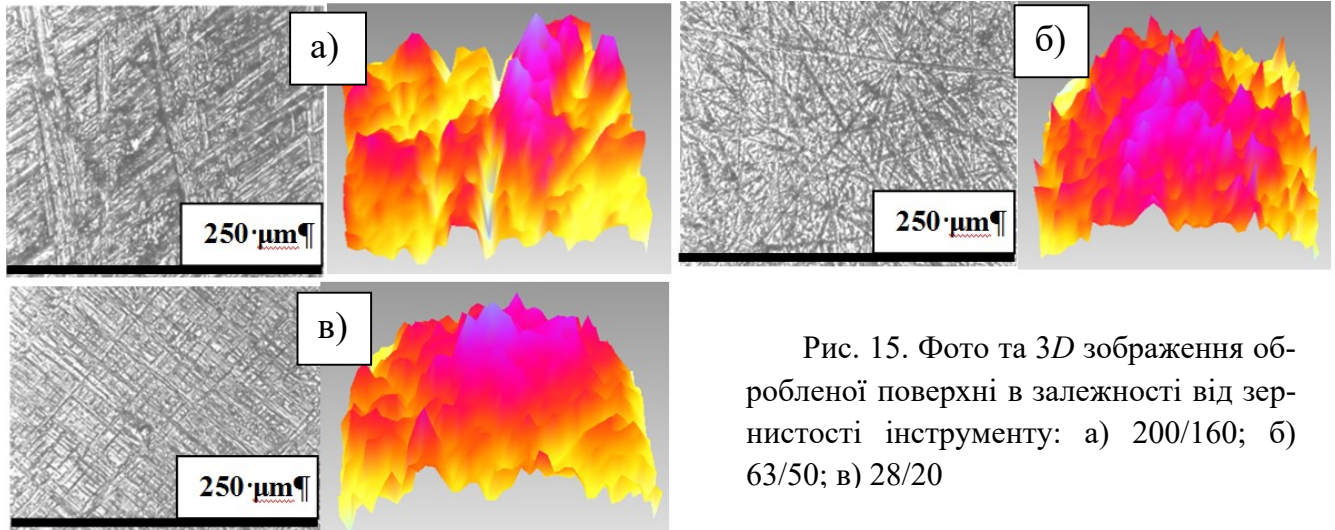


Рис. 15. Фото та 3D зображення обробленої поверхні в залежності від зернистості інструменту: а) 200/160; б) 63/50; в) 28/20

Таблиця 1

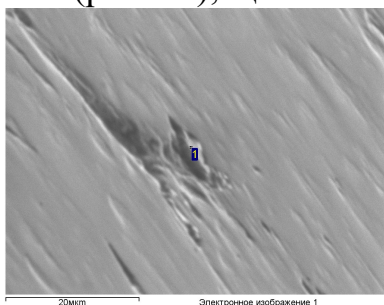
Показники працездатності фінішного інструменту

зернистість Z , мкм	200/160	63/50	28/20
коефіцієнт шліфування G	0,53	0,4	0,38
продуктивність інструменту Q , мм ³ /хв.	16,6	6	4

У п'ятому розділі представлені результати по розробці технологічних засобів для полірування сферичної поверхні головки з *Grade 2* та визначена її якість згідно *ISO 7206-2:2011*.

Для полірування було випробувано два види паст. Перша паста «*Luxi*» (РФ), яка успішно застосовується для полірування титану в ювелірній промисловості, друга спеціально розроблена в ІНМ ім. В. М. Бакуля НАН України для полірування титану.

Випробування показали, що застосування пасти «*Luxi*» забезпечує отримання необхідного рівня шорсткості, але на полірованій поверхні було виявлено шаржування (рис. 16), що негативно впливає на стійкість пари тертя.



Спектр	O	Al	Всього
1	58,70	41,30	100,00
Середнє	58,70	41,30	100,00
Макс.	58,70	41,30	
Мін.	58,70	41,30	

Рис. 16. Мікрофотографія поверхні незатованого зразка полірованого пастою *LUXI*

Полірувальна паста, розроблена в ІНМ ім. В. М. Бакуля НАН України, має

інтенсивний механо-хімічний вплив на поверхню деталі, що оброблюється. В її основу введений активний комплексоутворювач, що здатен вибірково виймати атоми титану з оксидних плівок на поверхні і тому обробка проходить без утворення дефектів.

Для полірування головок спроектовано та виготовлено спеціальний пристрій (рис. 17), що дозволяє обертати деталь відносно полірувального круга одночасно в двох напрямках.



Рис. 17. Полірування сферичної заготовки: а) схема пристрою та основні рухи; б) фото пристрою

Пристрій встановлюють на супорт токарного верстата. На монтажній плиті, на осі в підшипниках, встановлено кронштейн, на якому закріплений електродвигун постійного струму, що дозволяє безступінчасто регулювати швидкість обертання заготовки. Обертання заготовки здійснюється від електродвигуна і одночасно вручну хитанням пристрою в горизонтальній площині навколо вертикальної осі, що збігається з віссю кулі. Електродвигун обертає деталь з частотою обертання $n \sim 2,5$ об / с назустріч обертанню полірувального круга.

Перед початком обробки на полірувальний круг наноситься полірувальна паста.

Найкращий результат при поліруванні головки ендопротезу кульшового суглобу з титану був отриманий з використанням муслінових непрошитих кругів діаметром 150 мм зі швидкістю обертання на периферії $V = 3,75$ м/с.

Профілограма полірованої сферичної поверхні пастою, розробленою в ІНМ ім. В. М. Бакуля НАН України, вказана на рис. 18.

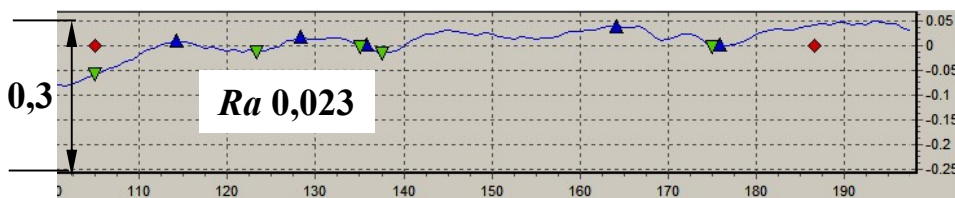


Рис. 18. Профілограма полірованої титанової головки

Перевірка відхилення від круглості приладом *FORM TALISURF 50* фірми *Taylor & Hobson* (Велика Британія) в *Rzeszow University of Technology* (Польща) показала, що заміри відповідають нормам стандарту.

Перевірка на шаржування підтвердила відсутність алмазів на поверхні деталі.

Після полірування головки піддають термодифузійному азотуванню з витримкою в камері при температурі 650°C з тиском одна атмосфера N_2 протягом 20 годин та подальшим нагрівом до температури 800°C . Азотування виконувалось в Фізико-механічному Інституті НАН України, м. Львів.

Азотовані вироби показані на рис. 19.



Рис. 19. Азотовані головки ендопротеза кульшового суглобу

Кулі мають товщину поверхневої нітридної плівки до 3 мкм, а товщина перехідного дифузійного шару сягає 80 мкм. Поверхнева мікротвердість до 17 ГПа.

Після ТДА шорсткість поверхні кулі збільшилась з Ra 0,023 до Ra 0,028, але вона задовольняє вимогам, що вказані в стандарті. Профілограма (рис. 20) показала, що збільшення шорсткості не може вплинути на якість виробу.

Перевірка азотованої кулі на відхилення від круглості на приладі фірми «Mahr» підтвердила високу точність виробу.

Також було проведено перевірку поверхні готової кулі на растровому електронному мікроскопі *Zeiss EVO 50*, яка підтвердила відсутність шаржування поверхні кулі (рис. 21). На рисунку прямокутниками позначені точки, де виконувався хімічний аналіз.

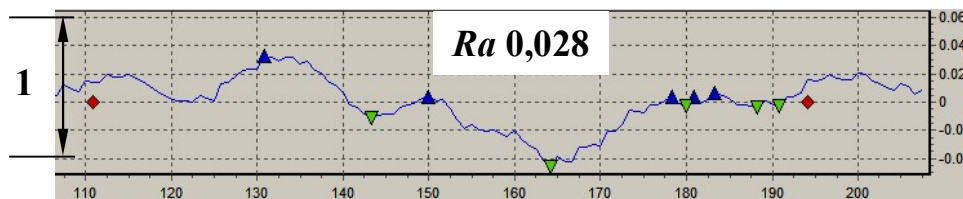
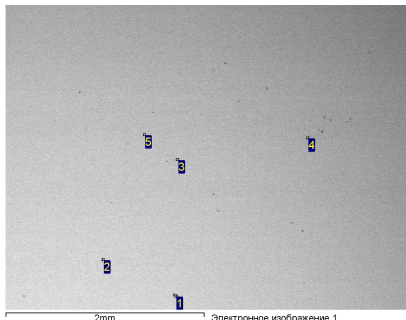


Рис. 20. Профілограма готового виробу



Спектр	C	N	O	Ti	Всього
1	3,85	30,45	3,05	62,65	100,00
2		19,64		80,36	100,00
3		18,68		81,32	100,00
4		21,67		78,33	100,00
5		20,97		79,03	100,00
Середнє	3,85	22,28	3,05	76,34	
Макс.	3,85	30,45	3,05	81,32	
Мін.	3,85	18,68	3,05	62,65	

Рис. 21. Мікрофотографія поверхні азотованого зразка виробу

Таким чином, розроблена технологія обробки титанової головки ендопротеза кульшового суглобу марки *Grade 2* та визначення якості її поверхні підтверджують можливість впровадження такої головки в медичну практику. Для цього, в першу чергу, необхідно провести випробування такої головки на стенді-імітаторі.

У шостому розділі представлені результати порівняльних випробувань пар тертя *Grade 2/ PE-UHMW* (головка виготовлена за розробленою технологією) та *CoCrMo / PE-UHMW* на стенді-імітаторі Т-24 та розраховано економічний ефект від впровадження титанової головки у виробництво.

Випробування проводились в *Institute for Sustainable Technologies - National*

Research Institute Tribology Department (м. Радом, Польща).

В якості робочої рідини використовували 10 % водяний розчин хондроїтин сульфату.

Знос зразка з *PE-UHMW* вимірювався кожні 1 мільйон циклів. Вимірювання проводились за стандартом *ISO14242-2:2016* гравіметричним та об'ємним методами. Більш ефективним виявився гравіметричний метод.

Для вимірювання зносу зразка гравіметричним методом його встановлювали на ваги *METTLER AT261* з ціною поділки 0,01 мг. Перед виміром ваги зразок висушували в вакуумній сушці *VACIOTEM-T*. Порівняльні результати кінцевих вимірювань вказані на рис. 22. Видно, що титанова головка викликає набагато менш інтенсивний гравіметричний знос чашки з *PE-UHMW*, ніж головка з *CoCrMo*. Інтенсивність зносу чашки з *PE-UHMW* в парі з титановою головкою становить 1,28 мг / млн циклів, у порівнянні з 4,26 мг / млн циклів для пари тертя з *CoCrMo*, тобто менше у 3,3 раза.

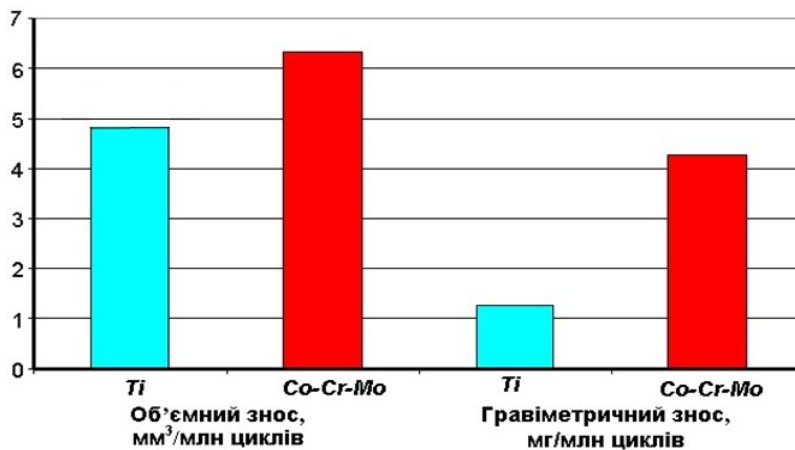


Рис. 22. Гістограми об'ємного та гравіметричного зносу зразка *PE-UHMW*

Таким чином доведено, що розроблені технологічні операції фінішної обробки (притирання, полірування та ТДА) дозволяють отримати шарнірне зчленування *Grade 2 / PE-UHMW*, ресурс якого більш як втричі перевищує ресурс пари *CoCrMo / PE-UHMW*.

Економічний ефект буде отримано за рахунок використання в вітчизняному ендопротезі кульшового суглобу головки з титану

марки *Grade 2*, виготовленої за розробленою технологією.

Вартість титанової головки на травень 2020 року складає 1785,28 гривень.

Головка з *CoCrMo* виробництва *BBraun* на момент підрахунку 2362,50 гривень.

Таким чином, впровадження результатів дисертаційної роботи на виробництві може забезпечити мінімальний економічний ефект 577,22 грн. при виготовленні однієї деталі.

На виробництві ТОВ «УкрБудАвтоматика» виготовлено 50 головок ендопротеза кульшового суглобу з титану марки *Grade 2* для проведення попередніх та клінічних випробувань і сертифікації.

Початок серійного виробництва та впровадження нових головок планується наприкінці 2020 року.

ОСНОВНІ ВИСНОВКИ ТА РЕЗУЛЬТАТИ РОБОТИ

В результаті виконаних досліджень вирішена актуальна науково-технічна задача, яка полягає у технологічному забезпеченні фінішної обробки деталей типу «неповна сфера» з титану марки *Grade 2* за рахунок послідовного застосування притирів з

адаптивною зв'язкою та розробленої абразивної пасти, що дозволяють отримати якісну та високоточну поверхню головки ендопротеза кульшового суглобу.

1. Вперше розроблено технологію фінішної прецизійної обробки головки ендопротеза з технічно чистого титану (за схемою вільного притирання та полірування), яка базується на використанні створених нових інструментів (притирів) та полірувальної пасти, яка дозволяє отримати шорсткість поверхні на рівні $Ra < 0,05$ з відхиленням від сферичності не більше ніж 0,01 мм без утворення дефектів оброблюваної поверхні («апельсинової кірки»).

2. Застосування абразивного композиту з адаптивними властивостями дозволило створити притири, що забезпечують обробку сферичної поверхні титану без схоплювання до шорсткості Ra 0,25 з відхиленням від круглості менше 0,002 мм.

3. Встановлено технологічні режими ($P = 50 - 200$ Н; $n = 1000$ об/хв; $Z \geq 28/20$) для використання розроблених притирів за технологічною схемою “вільного притирання”, а також визначено їх експлуатаційні характеристики за цих умов.

4. Використання розробленої полірувальної пасти дозволяє забезпечити ефективність обробки та формування шорсткості поверхні менше Ra 0,05 завдяки інтенсивному механо-хімічному впливу на оброблювану поверхню.

5. Порівняльні випробування титанових головок з ТДА та комохромової головки в парі тертя з PE-UHMW на стенді-імітаторі в *Institute for Sustainable Technologies - National Research Institute, Tribology Department* (м. Радом, Польща) виявили, що використання головки з титану марки *Grade 2*, виготовленої за розробленою технологією, підвищує ресурс шарнірного зчленування ендопротезу кульшового суглобу більш ніж в 3 рази в порівнянні з парою «CoCrMo / PE-UHMW».

6. За розробленим технологічним процесом в умовах виробництва ТОВ «УкрБудАвтоматика» виготовлено дослідно-промислову партію титанових головок з *Grade 2* в кількості 50 штук для клінічних випробувань і сертифікації з подальшим впровадження в медичній практиці України. Розрахований економічний ефект від впровадження у виробництво головки ендопротеза кульшового суглобу з титану складає п'ятсот сімдесят сім гривень 22 копійки на одній деталі в порівнянні з приблизною вартістю імпортованого продукту. Початок серійного виробництва головок з *Grade 2* в умовах виробничих потужностей ТОВ «УкрБудАвтоматика» планується наприкінці 2020 року.

СПИСОК ОПУБЛІКОВАНИХ ПРАЦЬ ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ

Монографії:

1. Дьомін В. Ю. Титан в медичних парах тертя: Монографія / В. Ю. Дьомін, С. Є. Шейкін, І. М. Погрелюк, Є. О. Пащенко, І. Ю. Ростоцький, Д. В. Єфросінін, Ю. О. Цеханов, О. В. Грушко, М. І. Даниленко, W. Tuszynski, A. Mankowska-Snopczynska, A. Snapski-Adamski. – ІНМ ім. В. М. Бакуля НАН України. – Київ: Логос, 2019. – 146 с. Здобувачем наведені рішення технологічних задач, що використані при розробці технологічного процесу виготовлення головки ендопротезу кульшового суглобу з титану.

Статті у фахових виданнях:

2. Tools for precision diamond machining of spherical heads of endoprostheses from pure titanium / Paschenko E. A., Sheykin S. E., Efrosinin D. V., Chernenko A. N., and Milotskii R. V. – *Journal of Superhard Materials*, 2013, Vol. 35, № 3, Allerton Press, Inc.,

2013. Р. 175 – 182. *Здобувачем виконано експериментальну роботу та визначено режими обробки новим інструментом. (база Scopus)*

DOI: 10.3103/S1063457613030076

3. Tribological behavior of the friction pair “Grade 2/PE-UHMW” and the technology of the production of its spherical part made of Grade 2 / S. Sheykin, I. Pohrelyuk, I. Rostotskyi, **D. Iefrosinin**, W. Tuszynski, A. Mankowska-Snopczynska. – Tribologia, 6/2018 (282), Publishing House of Institute for Sustainable Technologies – National Research Institute in Radom, Poland, 2018 P. 137 – 148. *Здобувачем виготовлено головки ендопротезу кульшового суглобу з технічно чистого титану з використанням розробленого інструменту. (іноземне видання)*

DOI: 10.5604/01.3001.0012.8445

4. Розенберг О. А. Влияние предварительного пластического деформирования на шероховатость поверхности титанового сплава Ti-Si после алмазной доводки / О. А. Розенберг, С. В. Сохань, Н. Н. Кузьменко, **Д. В. Ефросинин**. – Породоразрушающий и металлообрабатывающий инструмент – техника и технология его изготовления и применения: Сборник научных трудов. – вып. 11 – Киев: ИСМ им. В. Н. Бакуля НАН Украины, 2008. С. 422 – 427. *Здобувачем визначено вплив пластичного деформування титану на алмазне доведення.*

5. Розенберг О. А. Инструмент из АКТМ для обработки деталей из титановых сплавов обкатыванием / О. А. Розенберг, С. Е. Шейкин, А. А. Шульженко, А. А. Шепелев, В. Г. Гаргин, И. Ю. Ростоцкий, Н. А. Русинова, **Д. В. Ефросинин**. – Породоразрушающий и металлообрабатывающий инструмент – техника и технология его изготовления и применения: Сборник научных трудов. – вып. 12 – Киев: ИСМ им. В. Н. Бакуля НАН Украины, 2009. С. 443 – 447. *Здобувачем виконані експериментальні дослідження по обкатуванню титанових сплавів інструментом з АКТМ*

6. Розенберг О. А. О шероховатости обработанной поверхности и упрочнении поверхностного слоя при накатывании деталей из ВТ1-0 и ВТ 22 стальными шарами / О. А. Розенберг, С. Е. Шейкин, А. Г. Моляр, И. Ю. Ростоцкий, **Д. В. Ефросинин**. – Технологические системы. – 2/2010 (51). – Киев, 2010. *Здобувачем виконані експериментальні дослідження по обкатуванню титанових сплавів інструментом з ШХ15.*

7. Підвищення службових характеристик пари тертя «ВТ 1-0/Хирулен» для ортопедії іонно-плазмовим азотуванням титану / Бондар В. К., Кумуржи О. Ю., Ростоцький І. Ю., **Єфросінін Д. В.** – Вісник Хмельницького національного університету, № 4. – 2011. С. 11 – 14. *Здобувачем отримано експериментальні результати характеристик пар тертя на машині торцевого тертя.*

8. Шейкин С. Е. О работоспособности чистого титана в паре трения с хируленом / С. Е. Шейкин, И. Ю. Ростоцкий, **Д. В. Ефросинин**. – Високі технології в машинобудуванні: зб. наук. праць. – 2011. – Вип. 1 (21). – С. 274 – 283. *Здобувачем проведено експериментальну роботу та перевірена працездатність чистого титану в парі тертя з хіруленом.*

9. Шейкин С. Е. Повышение работоспособности пары трения «титан/хирулен» / С. Е. Шейкин, А. В. Рутковский, И. Ю. Ростоцкий, **Д. В. Ефросинин**, В. К. Бондарь. – Фізико-хімічна механіка матеріалів. – 2012. – № 1. – Львів. С. 106 – 110. *Здобувачем виконано експериментальну роботу та проведено аналіз працездатності пари тертя «титан/хирулен».*

10. Шейкін С. Є. Поверхневе зміцнення титану ВТ1-0 за термодифузійного насичення азотом у діапазоні температур 650...750 °С / С. Є. Шейкін, І. М. Погрелюк, **Д. В. Єфросінін**. – Фізико-хімічна механіка матеріалів. – 2014. – №1. –

Львів. С. 67–75. Здобувачем проведено вивчення впливу термодифузійного насичення азотом титану ВТ1-0 на поверхнєве зміцнення та шорсткість поверхні.

Патенти:

11. Патент на винахід № 102647 МПК (2006.01) В24D 3/20 від 25.07.2013, Бюл. № 14 / Композиція для виготовлення абразивного інструменту / Пашенко Є. О., Шейкін С. Є., **Єфросінін Д. В.**, Савченко Д. О. Здобувачем виконано експериментальну роботу та аналіз експериментальних даних по використанню абразивного інструменту з розробленою композицією.

12. Патент на корисну модель № 75753 МПК (2012.01) В24D 3/00 від 10.12.2012, Бюл. № 23 / Композиція для виготовлення абразивного інструменту / Пашенко Є. О., Шейкін С. Є., **Єфросінін Д. В.**, Савченко Д. О. Здобувачем виконано експериментальну роботу та аналіз експериментальних даних по використанню абразивного інструменту з розробленою композицією.

Роботи апробаційного характеру:

13. Ростоцький І. Ю. Підвищення службових характеристик пари тертя ВТ 1-0/хирулен для ортопедії іонно-плазмовим азотуванням титану / І. Ю. Ростоцький, **Д. В. Єфросінін**. – Механіка та інформатика: Тези наукових праць VIII Українсько-польська конференція молодих науковців, 12-14 травня 2011р., м. Хмельницький (Україна) – Хмельницький національний університет, 2011. С.103-104. Здобувачем проведено порівняльний аналіз службових характеристик пар тертя, що використовуються в ортопедії.

14. Ростоцький І. Ю. Прецизионная абразивная обработка сферических деталей из ВТ1-0 / И. Ю. Ростоцкий, **Д. В. Ефросинин**. – Сверхтвердые композиционные материалы и покрытия: получение, свойства, применение: Тезисы докладов Пятой конференции молодых ученых и специалистов, 23 – 27 мая 2011 г., пос. Морское. – Киев: ИСМ НАН Украины, 2011. С. 95 – 96. Здобувачем виконані експериментальні дослідження прецизійної обробки сферичних деталей з ВТ 1-0.

15. **Єфросинин Д. В.** Некоторые особенности полировки головок эндопротезов тазобедренных суставов из ВТ1-0 / Д. В. Ефросинин, Черненко А. Н., Сергач Д. А. – 36. Тез до восьмої конференції молодих вчених та спеціалістів «Надтверді, композиційні матеріали та покриття: отримання, властивості, застосування». – Київ, 28-30 травня 2014. С. 12 – 13. Здобувачем експериментально отримані поліровані зразки головок ендопротезів кульшового суглобу з ВТ1-0.

16. Шейкін С. Є. До питання використання титану у вузлах тертя штучних суглобів / С. Є. Шейкін, І. М. Погрелюк, **Д. В. Єфросінін**, І. Ю. Ростоцький, Д. А. Сергач. – Наука та інновації. – 2015. – № 11 (3), Київ. С. 5–12. Здобувачем проведено аналіз можливості використання головки ендопротезу кульшового суглобу виготовленої з титану.

17. **Єфросинин Д. В.** Закономерности механической финишной обработки поверхности неполной сферы из титановых сплавов / Тези доповідей IX конференції молодих вчених та спеціалістів «Надтверді, композиційні матеріали та покриття: отримання, властивості, застосування». – Київ, 25 – 27 жовтня 2016. С. 49 – 50.

18. **Єфросінін Д. В.** Працездатність сферичних головок ендопротезу кульшового суглобу з чистого титану та *CoCrMo* в парі тертя з хіруленом / Д. В. Єфросінін, А. Манковська-Снопжинська, Ростоцький І. Ю. – Перспективні технології на основі новітніх фізико-матеріалознавчих досліджень та комп'ютерного конструювання матеріалів: Збірка тез доповідей Десятої міжнародної конференції студентів, аспірантів та молодих вчених, 20 – 21 квітня 2017 р., Київ, Україна / Уклад. та комп. верстка: Г. Г. Лобачова. – Київ: «КПІ імені Ігоря Сікорського». С. 225 – 226.

Здобувачем за розробленим технологічним процесом виготовлено партію головок ендопротезу кульшового суглобу з чистого титану для перевірки їх працездатності в парі тертя з хіруленом.

АНОТАЦІЯ

Ефросинін Д. В. Технологічне забезпечення точності та шорсткості поверхні головки ендопротеза кульшового суглобу з титану. – На правах рукопису.

Дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук за спеціальністю 05.02.08 – Технологія машинобудування. – Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського» МОН України, Київ, 2020.

В результаті виконаних досліджень вирішена актуальна науково-технічна задача, яка полягає у технологічному забезпеченні точності та шорсткості сферичної поверхні головки ендопротеза кульшового суглобу з титану марки *Grade 2*.

Запропоновано концепцію технологічного забезпечення точності та шорсткості сферичної поверхні головки ендопротеза кульшового суглобу з титану марки *Grade 2*, що забезпечує підвищення стійкості пари тертя. Концепція основана на ефективних фінішних операціях притирання та полірування завдяки рівномірному зйому матеріалу без задироутворень розробленими притирами та полірування поверхні розробленою пастою до шорсткості поверхні $Ra \leq 0,05$, $Rt \leq 1$ при використанні значень базової довжини 0,08 мм, з відхиленням від сферичності не більше 10 мкм.

Розроблений технологічний процес виготовлення головки ендопротеза кульшового суглобу з титану марки *Grade 2* покращив триботехнічні властивості пари тертя «азотований *Grade 2 / PE-UHMW*» в порівнянні з парою тертя «*CoCrMo / PE-UHMW*» в 3,3 рази.

Результати роботи пройшли дослідно-промислову перевірку в умовах підприємства ТОВ «УкрБудАвтоматика».

Ключові слова: титан, ендопротез кульшового суглобу, зносостійкість, пара тертя, шорсткість поверхні, азотування, полірування, некруглість.

АННОТАЦИЯ

Ефросинин Д. В. Технологическое обеспечение точности и шероховатости поверхности головки эндопротеза тазобедренного сустава из титана. – На правах рукописи.

Диссертация на соискание ученой степени кандидата технических наук по специальности 05.02.08 – Технология машиностроения. – Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского» МОН Украины, Киев, 2020.

В результате выполненных исследований решена актуальная научно-техническая задача, заключающаяся в технологическом обеспечении точности и шероховатости сферической поверхности головки эндопротеза тазобедренного сустава из титана марки *Grade 2*.

Предложено концепцию технологического обеспечения точности и шероховатости сферической поверхности головки эндопротеза тазобедренного сустава из тита-

на марки *Grade 2*, что обеспечивает повышение стойкости пары трения. Концепция основана на эффективных финишных операциях притирки и полировки благодаря равномерному съему материала без задиорообразования разработанными притиры и полировки поверхности разработанной пастой до шероховатости поверхности $Ra \leq 0,05$, $Rt \leq 1$ при использовании значений базовой длины 0,08 мм, с отклонением от сферичности не более 10 мкм.

Разработанный технологический процесс изготовления головки эндопротеза тазобедренного сустава из титана марки *Grade 2* позволил улучшить триботехнические свойства пары трения «азотированный *Grade 2* / PE-UHMW» по сравнению с парой трения «CoCrMo / PE-UHMW» в 3,3 раза.

Результаты работы прошли опытно-промышленную проверку в условиях предприятия ООО «УкрБудАвтоматика».

Ключевые слова: титан, эндопротез тазобедренного сустава, износостойкость, пара трения, шероховатость поверхности, азотирование, полирование, некруглость.

SUMMARY

Iefrosinin D. V. The technological support of the accuracy and roughness of the surface of the head of the hip joint endoprosthesis from titanium. – Qualification scientific work manuscript copyright.

Thesis for the candidate degree in technological sciences, specialty 05.02.08 “The technology of mechanical engineering”. – National Technical University of Ukraine “Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute”, Ministry of Education and Science of Ukraine, Kyiv, 2020.

The work is devoted to the determination of the regularity of the mechanical finishing treatment of the surface of the head of the endoprosthesis of the hip joint of the Grade 2 grade titanium with subsequent thermodiffusion nitriding (TDN).

The materials of the development of an adaptive tool for precision machining of the spherical surface of the titanium head of the hip joint prosthesis are presented. Adaptation occurs due to changes in the height of the projection of the grains in contact with the processed material.

For the tool design, it is necessary to determine the boundaries of change in the surface stiffness of the bunch K when interacting with other material.

The approximation of the theoretically necessary values of bond stiffness for uniform material removal were calculated in the following grains ranging $z = 200/160 - 20/14$.

The theoretically calculating of the maximum stiffness value $K = 51 - 1113$ of the eight bond specimens were sintered. This should correspond to this values. At the Institute for Strength Problems of G. S. Pysarenko of the NAS of Ukraine (Kyiv) was tested the stiffness of the bonding specimens by squeezing them on an Instron 8802 destructive machine. The stiffness K varied from near zero to about 2200 N / mm.

The verification of the received bond to adaptability and the absence of adhesive bonding confirmed the possibility of its use for machining titanium.

The processing a titanium component on a lathe according of the technological scheme of free grinding for the new tool the operating conditions were determined. These are two main parameters that are affect to the processing of the workpiece: the pressing force to

the tool $P = 50 - 200$ N and the frequency of the rotation of the workpiece $n = 1000$ rpm. The cutting speed at the same time at the different points has the following range $V_p = 0.2 - 1$ m / s. Increasing or decreasing the frequency of the rotation of the workpiece will result to tearing into parts of the workpiece, or breakage of the tool, this result automatically to brack the parts.

The work of the tool in the range grains of $Z = 200/160 - 28/20$ were tested. The grain size of the tool below $Z = 28/20$ has a very poor performance efficiency the tool. The results of increasing the clamping force is to leading of the tearing on the workpiece. It is experimentally established that such lapping results in a surface roughness of Ra 0.25 and a deviation from non-circularity of less than 10 μ m when using a tool with a grain size of $Z = 200/160; 63/50; 28/20$.

Finishing mechanical polishing of a spherical surface on titanium of Grade 2 to the roughness of $Ra < 0.05$ when measured at a track length of 0.08 mm according the international standard *ISO 7206-2:2011* was conducted using the developed polishing paste, that has an intensive the mechanical and chemical action to the surface of the workpiece.

The best result of the polishing the head of the hip joint endoprosthesis from titanium was obtained by using cotton non-stitched circles with a diameter of 150 mm and the specially designed of the polishing paste. The spead of rotation on the periphery of the circle was $V = 3.75$ m / s.

The head of the hip joint endoprosthesis from titanium of Grade 2 followed by TDN were tested on a simulator in friction pair with chirulene. It was proved that the developed the technology of manufacturing this head contributes to the improvement of the tribotechnical properties of 3,3 times in the metal-polymer friction pair.

The results were tested in the terms of industrial enterprises «UkrBudAvtomatyka» Ltd.

Keywords: titan, hip joint endoprosthesis, wear resistance, a pair of friction, roughness of surface, nitridation, polishing, non-roundness